

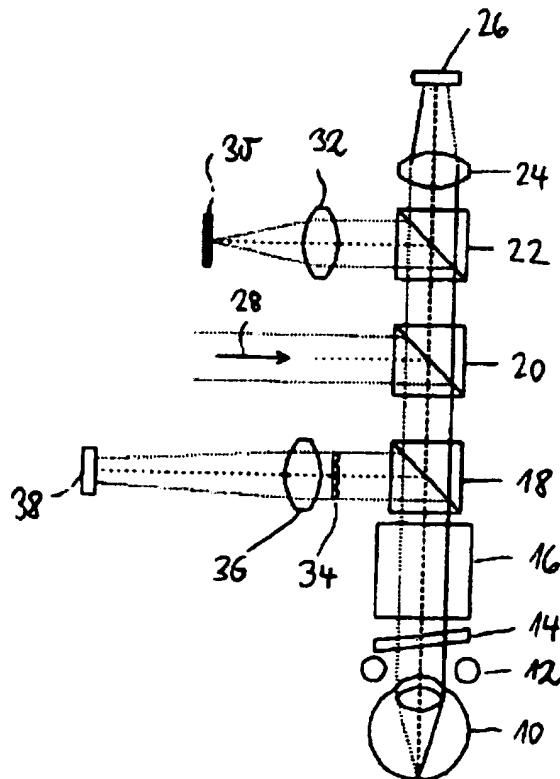
**Optical system for measuring refraction of eye with light source - has variable imaging optics adjustable in its power of refraction focussing light emanating from light source on retina of eye**

**Patent number:** DE4222395  
**Publication date:** 1994-01-13  
**Inventor:** GRIMM BERNHARD DR (DE); MUELLER KLAUS DR (DE)  
**Applicant:** AMTECH GES FUER ANGEWANDTE MIC (DE)  
**Classification:**  
- **International:** A61B3/103; A61B3/15; A61B3/103; A61B3/15; (IPC1-7): A61B3/103  
- **European:** A61B3/103; A61B3/15F  
**Application number:** DE19924222395 19920708  
**Priority number(s):** DE19924222395 19920708

[Report a data error here](#)

**Abstract of DE4222395**

A Hartmann-Shack sensor measures the wave front of the light reflected from the retina of the eye (10). The variable imaging optics (16) images the pupil of the eye on the lens array (34) of the sensor. Its respectively adjusted refraction power can be determined for measuring the eye refraction. A CCD camera (26) is provided, in which the pupil of the eye is imaged. The light source (12) emits linear polarised light and a lambda/4 platelet (14) is arranged directly in the front of the eye. Its longitudinal axis with the polarisation direction of the incident light include an angle of 45 deg. A linear polariser with a polarisation direction vertical to that of the incident light, is arranged before the lens array. ADVANTAGE - Measuring range of system is widened and measurement accuracy is increased.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

THIS PAGE BLANK (USPTO)

⑯ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑯ Offenlegungsschrift  
⑯ DE 42 22 395 A 1

⑯ Int. Cl. 5:  
A 61 B 3/103

DE 42 22 395 A 1

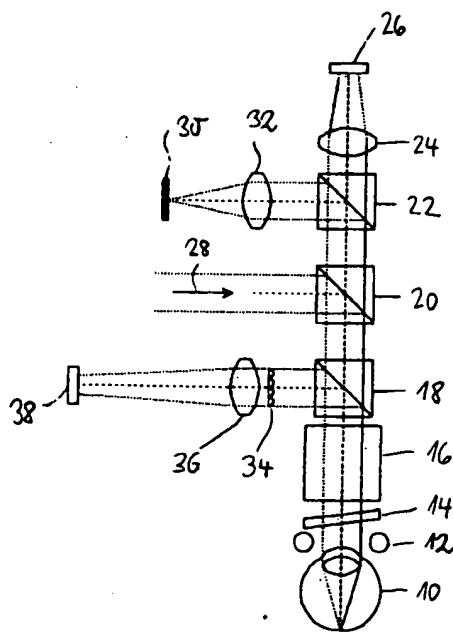
⑯ Aktenzeichen: P 42 22 395.4  
⑯ Anmeldetag: 8. 7. 92  
⑯ Offenlegungstag: 13. 1. 94

⑯ Anmelder:  
AMTech Gesellschaft für angewandte  
Microcomputer Technik mbH, 69469 Weinheim, DE  
⑯ Vertreter:  
Meyer-Roedern, Graf von, G., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat.,  
Pat.-Anw., 69115 Heidelberg

⑯ Erfinder:  
Grimm, Bernhard, Dr., 74821 Mosbach, DE; Müller,  
Klaus, Dr., 69120 Heidelberg, DE

⑯ Vorrichtung und Verfahren zur Messung der Augenrefraktion

⑯ Von einer Lichtquelle ausgehendes Licht wird mit einer in ihrer Brechkraft einstellbar veränderlichen Abbildungsoptik (16) auf die Netzhaut des Auges (10) fokussiert. Die Wellenfront (40) von der Netzhaut reflektiertem Lichts wird mit einem Hartmann-Shack-Sensor gemessen. Die in der Brechkraft einstellbar veränderliche Abbildungsoptik (16) bildet die Pupille des Auges (10) auf das Linsenarray (34) des Hartmann-Shack-Sensors ab. Ihre jeweils eingestellte Brechkraft wird für die Messung der Augenrefraktion erfaßt.



DE 42 22 395 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 11.93 308 062/284

11/45

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Messung der Augenrefraktion mit einer Lichtquelle, mit einer davon ausgehendes Licht auf die Netzhaut des Auges fokussierenden, in ihrer Brechkraft einstellbar veränderlichen Abbildungsoptik und mit einem Hartmann-Shack-Sensor, der die Wellenfront von der Netzhaut reflektierten Lichts mißt.

Eine solche Vorrichtung ist von J. Liang, B. Grimm, S. Goeltz und J. F. Bille in Proc. SPIE, Bd. 1542, 1992 beschrieben. Zu ihrer das Licht auf die Netzhaut des Auges fokussierenden Abbildungsoptik gehört eine Linse, die sich längs der optischen Achse der Abbildungsoptik verstellen läßt. Damit kann eine Myopie (Kurzsichtigkeit) oder Hyperopie (Weitsichtigkeit) des Auges in dem Sinn korrigiert werden, daß ein scharf gebündelter Lichtfleck auf der Netzhaut erzeugt wird. Das von der Netzhaut reflektierte Licht wird vor der verstellbaren Linse ausgeblendet und unkorrigiert auf das Linsenarray des Hartmann-Shack-Sensors abgebildet. Bedingt durch Abbildungsfehler, das begrenzte Auflösungsvermögen des dem Linsenarray nachgeordneten Detektors u. a. ist die bekannte Vorrichtung nicht in der Lage, die Brechkraft eines Auges mit starker Ametropie (Fehlsichtigkeit) zu messen. Der Meßbereich beschränkt sich auf Abweichungen vom normalen Sehvermögen um einige wenige Dioptrien.

Aufgabe der Erfindung ist es, den Meßbereich einer Vorrichtung der eingangs genannten Art zu erweitern und ihre Meßgenauigkeit zu erhöhen.

Diese Aufgabe wird mit einer derartigen Vorrichtung dadurch gelöst, daß die in ihrer Brechkraft einstellbar veränderliche Abbildungsoptik die Pupille des Auges auf das Linsenarray des Hartmann-Shack-Sensor abbildet, und daß ihre jeweils eingestellte Brechkraft für die Messung der Augenrefraktion erfäßbar ist.

Erfindungsgemäß läßt man das von der Netzhaut des Auges reflektierte Licht die in ihrer Brechkraft einstellbar veränderliche Abbildungsoptik passieren, bevor das Licht auf das Linsenarray des Hartmann-Shack-Sensors trifft. Die mit dem Hartmann-Shack-Sensor gemessene Wellenfront ist dadurch um eine sphärische Komponente der Wellenfrontverformung korrigiert, die das von der Netzhaut reflektierte Licht beim Passieren des Auges erfährt und die der Myopie bzw. Hyperopie des Auges entspricht. Ein Maß der Korrektur ist die jeweils eingestellte Brechkraft der Abbildungsoptik, die erfäßt und in die Bestimmung der Augenrefraktion einbezogen wird. Mit dem Hartmann-Shack-Sensor wird im wesentlichen noch die astigmatische Komponente der Wellenfrontverformung erfäßt, die das von der Netzhaut reflektierte Licht beim Passieren des Auges erfährt. Die Meßgenauigkeit wird so erhöht und der Meßbereich der Vorrichtung für myope und hyperope Augen erheblich erweitert.

Bei einer bevorzugten Variante enthält die in ihrer Brechkraft einstellbar veränderliche Abbildungsoptik eine längs ihrer optischen Achse verstellbare Linse. Durch Verstellen der Linse kann die Brechkraft der Abbildungsoptik unaufwendig in weiten Grenzen verstellt werden. Die jeweils eingestellte Brechkraft läßt sich anhand der Position der Linse einfach und genau erfassen.

Die Intensität des von der Netzhaut des Auges reflektierten Lichts ist sehr gering. Sie beträgt nur wenige Prozent der Intensität des einfallenden Lichts. Von den Komponenten der Abbildungsoptik gehen Oberflächenreflexe aus, deren Lichtintensität in der gleichen

Größenordnung liegt wie die des von der Netzhaut reflektierten Lichts. Diese Reflexe können die Messung mit dem Hartmann-Shack-Sensor verfälschen, und sie erschweren die automatische Auswertung erheblich.

Bei einer bevorzugten Variante der Erfindung werden die Reflexe folgendermaßen sehr effektiv eliminiert. Die Lichtquelle sendet linear polarisiertes Licht aus. Unmittelbar vor dem Auge ist ein  $\lambda/4$ -Plättchen angeordnet, dessen langsame Achse mit der Polarisationsrichtung des einfallenden Lichts einen Winkel von  $45^\circ$  einschließt. Dem Linsenarray des Hartmann-Shack-Sensors ist ein Linearpolarisator mit Polarisationsrichtung senkrecht zu der des einfallenden Lichts vorgeordnet, vorzugsweise ein polarisierender Strahlteiler, der Licht aus dem Strahlengang des Beleuchtungslichts zur Seite reflektiert. Nach Passieren des  $\lambda/4$ -Plättchens ist das Beleuchtungslicht zirkular polarisiert. Bei der Reflexion an der Netzhaut bleibt die Drehrichtung der Zirkularpolarisation erhalten, während sich die Propagationsrichtung umkehrt, so daß sich die Helizität des reflektierten Lichts ändert. Nach erneutem Passieren des  $\lambda/4$ -Plättchens ist das reflektierte Licht wieder linear polarisiert und in seiner Polarisationsrichtung bezüglich der des einfallenden Lichts um  $90^\circ$  gedreht. Dieses Licht gelangt über den entsprechend orientierten Linearpolarisator bzw. polarisierenden Strahlteiler an den Hartmann-Shack-Sensor.

Vor dem  $\lambda/4$ -Plättchen an der Abbildungsoptik auftretende Reflexe erfahren keine Drehung ihrer Polarisationsrichtung. Sie passieren daher den Linearpolarisator nicht bzw. durchqueren den polarisierenden Strahlteiler ohne Richtungsänderung, so daß sie nicht detektiert werden.

Auch die an der Hornhaut-Vorderfläche auftretenden Lichtreflexe sollten die Messung mit dem Hartmann-Shack-Sensor nach Möglichkeit nicht beeinflussen. Bei einer bevorzugten Variante wird die Vorrichtung dazu derart vor dem Auge positioniert, daß der virtuelle Fokus der Hornhautoberfläche im wesentlichen mit dem vorderen Brennpunkt der Abbildungsoptik zusammenfällt. Das von der Hornhaut reflektierte Licht wird daher von der Abbildungsoptik im wesentlichen auf das Linsenarray fokussiert und über eine große Fläche des dem Linsenarray nachgeordneten Detektors verteilt. Das von der Netzhaut reflektierte Licht wird dagegen von den einzelnen Linsen des Linsenarray auf den Detektor fokussiert. Bei der Messung von Position und gegebenenfalls Größe der so erhaltenen Lichtflecke bildet der diffuse Hornhautreflex einen kaum störenden und die Meßgenauigkeit nicht beeinträchtigenden Hintergrund.

In einer bevorzugten Variante gehört zu der Vorrichtung eine Bildaufnahmeeinheit, insbesondere eine CCD-Kamera, auf die sich die Pupille des Auges abbilden läßt. Die Bildaufnahmeeinheit ermöglicht es, das zu untersuchende Auge vor und während der Messung zu beobachten, die Augenposition zu erfassen und das Auge auf die optische Achse der Vorrichtung zu zentrieren. Das kann interaktiv von einer untersuchenden Person anhand eines Monitors geschehen, mit dem die Bildaufnahmeeinheit verbunden ist und der ein Bild der Pupille zeigt.

Die Bildaufnahmeeinheit kann aber auch mit einer Einrichtung zur automatischen Erfassung der Augenposition und diese mit einer Anzeigeeinrichtung verbunden sein, die dem Probanden z. B. durch Lichtsignale anzeigt, wie er den Kopf zu bewegen hat, um sein Auge korrekt zu positionieren. Da die Messung selbst auch automatisch erfolgen kann, ist auf diese Weise eine Vor-

richtung zu realisieren, die ganz ohne eine untersuchende Person auskommt.

Die erfundungsgemäße Messung der Augenrefraktion wird bei minimaler Akkommodation des Auges durchgeführt. Die Akkommodation wird vorzugsweise mittels eines Blickziels beeinflußt, das sich durch die in ihrer Brechkraft einstellbar veränderliche Abbildungsoptik beobachten läßt. Die scheinbare Entfernung des Blickziels wird so durch die Abbildungsoptik in demselben Maß verändert wie die Abbildung der Netzhaut auf das Linsenarray des Hartmann-Shack-Sensors.

Zur Ermittlung der minimalen Akkommodation kann die Größe der von dem Linsenarray auf den Detektor des Hartmann-Shack-Sensors entworfenen Lichtflecken dienen. In einer bevorzugten Variante ist im Bereich der Fokalebene des Linsenarrays ein Detektor angeordnet, der Position und Größe der durch Fokussierung mit dem Linsenarray erhaltenen Lichtflecken zu erfassen geeignet ist. Verringert man die Brechkraft der Abbildungsoptik während der Proband das Blickziel beobachtet, so folgt der Proband der Änderung der Strahldivergenz durch Anpassung der Akkommodation. Das Blickziel wird scharf und zunehmend kleiner gesehen. Das ist solange möglich, bis das Auge an dem sog. Fernpunkt minimal akkomodiert ist. Wird die Brechkraft der Abbildungsoptik weiter verringert, so wird das Bild unscharf. Kurz vor dem Unscharfwerden ist der für die Refraktionsmessung wichtige Zustand minimaler Akkommodation erreicht.

Solange das Auge in der Lage ist, der scheinbaren Bewegung des Blickziels zu folgen, sind die Lichtflecken am Detektor des Hartmann-Shack-Sensors klein. Bei Überschreiten des Zustands minimaler Akkommodation werden bei weiter abnehmender Brechkraft der Abbildungsoptik die Lichtflecken größer. Somit kann der Zustand minimaler Akkommodation anhand der Größe der Lichtflecken festgestellt werden.

Ein mögliches Meßverfahren besteht darin, daß man das Auge auf die optische Achse zentriert, eine hohe Brechkraft der Abbildungsoptik einstellt, die Brechkraft verringert, bis die Größe der Lichtflecken an dem Detektor minimal ist, die dann vorliegende Brechkraft der Abbildungsoptik erfaßt, die Wellenfront des von der Netzhaut reflektierten Lichts mißt und aus Brechkraft und gemessener Wellenfront die Augenrefraktion ermittelt.

Ein alternatives Meßverfahren besteht darin, daß man das Auge auf die optische Achse der Vorrichtung zentriert, eine Meßreihe mit verschiedenen Brechkrafteinstellungen der Abbildungsoptik durchführt, im Zuge derer die jeweils vorliegende Brechkraft erfaßt und die Wellenfront des von der Netzhaut reflektierten Lichts gemessen wird, diejenige Messung der Meßreihe herausgreift, bei der die Größe der Lichtflecken an dem Detektor minimal ist und aus der zugehörigen Brechkraft und gemessenen Wellenfront die Augenrefraktion ermittelt.

Die Messung der Augenrefraktion wird vorzugsweise mit Infrarotlicht durchgeführt. Als Infrarotlichtquelle kommt ein Halbleiterlaser in Betracht, der kurze Belichtungs- und damit Meßzeiten ohne die Verwendung eines aufwendigen mechanischen Verschlusses ermöglicht. Man kann mehrere Messungen durchführen, ohne den Probanden durch Lichtblitze zu irritieren, die eine Akkomodationsänderung provozieren können.

Die Erfindung wird im folgenden anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 schematisch den optischen Aufbau einer Vorrichtung zur Messung der Augenrefraktion mit einem Hartmann-Shack-Wellenfrontsensor;

Fig. 2 eine das Meßprinzip des Hartmann-Shack-Sensors illustrierende Skizze; und

Fig. 3 ein Diagramm, das die scheinbare Größe eines Blickziels bzw. die Lichtfleckgröße am Detektor des Hartmann-Shack-Sensors in Abhängigkeit von der Konvergenz des Beleuchtungslichtbündels zeigt.

Gemäß Fig. 1 wird das zu untersuchende Auge 10 mit beidseits der Pupille angeordneten Lichtquellen 12 beleuchtet. In Blickrichtung vor dem Auge 10 sind auf einer gemeinsamen optischen Achse hintereinander ein  $\lambda/4$ -Plättchen 14, eine in ihrer Brechkraft einstellbar veränderliche Abbildungsoptik 16, ein polarisierender Strahleiter 18, zwei weitere Strahleiter 20, 22, eine Linse 24 und eine Bildaufnahmeeinheit in Form einer CCD-Kamera 26 angeordnet. Die Linse 24 bildet die mit den Lichtquellen 12 beleuchtete Pupille des Auges 10 auf die CCD-Kamera 26 ab. Dadurch besteht die Möglichkeit, die Position des Auges 10 zu kontrollieren und die Pupille auf die optische Achse zu zentrieren. Das kann interaktiv durch eine untersuchende Person geschehen, die das Auge 10 auf einen mit der CCD-Kamera 26 verbundenen Monitor beobachtet. Die CCD-Kamera 26 kann aber auch mit einer Einrichtung zur automatischen Erfassung der Augenposition und diese mit einer Anzeigeeinrichtung verbunden sein, die dem Probanden anzeigt, wie er den Kopf zu bewegen hat, um sein Auge korrekt zu positionieren. Das ermöglicht einen vollautomatischen Meßablauf.

Zur Messung der Refraktion wird das Auge mit gepulstem linear polarisierten Infrarotlicht beleuchtet, das über den mittleren Strahleiter 20 eingekoppelt wird. Zur Beleuchtung dient ein paralleles Lichtbündel 28 mit einem Durchmesser von maximal 3 mm.

Diagnostisch relevant ist in aller Regel die Augenrefraktion bei minimaler Akkommodation des Auges. Die Akkommodation wird anhand eines Blickziels 30 eingestellt, das über eine Linse 32 und den dritten Strahleiter 22 eingeblendet und von dem Probanden durch die in ihrer Brechkraft einstellbar veränderliche Abbildungsoptik 16 beobachtet wird.

Bei minimaler Akkommodation eines normalsichtigen Auges wird aus weiter Ferne mit ebenen Wellenfronten einfallendes Licht auf einen Punkt der Netzhaut fokussiert. Von einer punktförmigen Lichtquelle auf der Netzhaut ausgehendes Licht sollte dementsprechend in der Pupille des Auges eine ebene Wellenfront haben. Das Prinzip der erfundungsgemäßen Augenrefraktionsmessung besteht darin, auf der Netzhaut eine punktförmige Lichtquelle zu erzeugen und die durch die Augenrefraktion bedingte Deformation der Wellenfront des davon ausgehenden Lichts in der Pupille des Auges zu messen.

Zur Erzeugung einer punktförmigen Lichtquelle auf der Netzhaut des Auges wird das eingestrahlte Infrarotlicht 28 mit der Abbildungsoptik 16 auf die Netzhaut fokussiert. Hierzu kann die Abbildungsoptik 16 z. B. durch Verschieben einer Linse in ihrer Brechkraft verstellt werden. Mit der Fokussierung wird eine eventuelle Myopie oder Hyperopie des Auges korrigiert. Die jeweils eingestellte Brechkraft der Abbildungsoptik 16 wird erfaßt und für die Bestimmung der Augenrefraktion festgehalten. Die Reflexion auf der Netzhaut ist im wesentlichen diffus. Man kann daher davon ausgehen, daß die Information über die Wellenfrontdeformation des beleuchtenden Lichtbündels beim Durchtritt durch

die brechenden Augenmedien verlorengelte. Die Aberrationen der Wellenfront des reflektierten Lichts in der Augenpupille sind damit allein durch die Augenfraktion auf dem Lichtweg des reflektierten Lichts bedingt.

Das reflektierte Licht wird von der Abbildungsoptik 16 auf einen zur Messung der Wellenfront in der Pupille des Auges dienenden Hartmann-Shack-Wellenfrontsensor abgebildet. Die Lichtwellenfront erfährt beim Passieren der Abbildungsoptik 16 entsprechend der eingesetzten Brechkraft eine sphärische Korrektur, die den myopen bzw. hyperopen Anteil der Wellenfrontdeformation kompensiert, so daß mit dem Hartmann-Shack-Sensor im wesentlichen noch der astigmatische Anteil der Wellenfrontdeformation gemessen wird. Damit wird der Meßbereich der Vorrichtung für myope und hyperope Augen erheblich erweitert und eine hohe Meßgenauigkeit sichergestellt.

Die Abbildungsoptik 16 bildet die Pupille des Auges über den polarisierenden Strahlteiler 18 auf das Linsenarray 34 des Hartmann-Shack-Sensors ab. Das Linsenarray 34 zerlegt die Augenpupille in Subaperturen. Die in der Fokalebene des Linsenarrays fokussierten Lichtflecken werden mit einer Linse 36 auf eine Bildaufnahmeeinheit, vorzugsweise eine CCD-Kamera 38, abgebildet. Die Linse 36 dient dazu, die gemessene Wellenfront 40, die bis zu 6 mm Durchmesser hat, auf die Größe der CCD-Aufnahmefläche zu verkleinern.

Die CCD-Kamera 38 ermöglicht es, die Position und Größe der von dem Linsenarray 34 fokussierten Lichtflecken zu erfassen. Zur Berechnung der Wellenfront 40 wird der Abstand der Lichtflecken von Positionen ermittelt, die sich bei Beleuchtung des Linsenarrays 34 mit einer ebenen Welle ergeben. Die Ableitung der Wellenfront 40 in der Mitte der Subaperturen ist proportional zur Verschiebung des entsprechenden Brennpunkts (vgl. Fig. 2). Die Berechnung der Wellenfront 40 erfolgt modal, d. h. man sucht zu einem vorgegebenen Funktionensatz die Koeffizienten, die den Fehler zwischen gemessenen und berechneten Ableitungen minimieren. Ist dieser Funktionensatz orthonormal, so läßt sich die Berechnung der Wellenfront 40 im wesentlichen auf eine Matrixmultiplikation reduzieren.

Die Bestimmung der Positionen der Brennpunkte kann mit Hilfe von Bildverarbeitungs-Algorithmen in einem Bildspeicher oder analog-elektronisch beim Auslesen des Bildes aus der CCD-Kamera 38 erfolgen.

Anhand der Größe der mit dem Linsenarray 34 fokussierten Lichtflecken kann der Zustand minimaler Akkommodation des Auges 10 festgestellt werden. Dazu wird folgender Ablauf vorgeschlagen. Die Abbildungsoptik 16 hat zunächst stark sammelnde Wirkung. Das Blickziel 30 wird also sehr nahe, wenn auch unscharf, wahrgenommen. Dann wird die Brechkraft der Abbildungsoptik 16 reduziert. Ab einer bestimmten Brechkraft sieht der Proband das Blickziel scharf (Nahpunkt; vgl. Fig. 3). Wird die Brechkraft der Abbildungsoptik 16 weiter verringert, so folgt der Proband der Änderung der Strahldivergenz durch Ändern der Akkommodation. Er sieht dann das Blickziel 30 scharf, aber es wird kleiner. Das ist so lange möglich, bis das Auge minimal akkomodiert ist (Fernpunkt). Wird die Brechkraft der Abbildungsoptik 16 noch weiter verringert, so wird das Bild wieder unscharf. Der Moment kurz vor dem Unscharfwerden des Bildes ist der für die Refraktionsmessung wichtige Zustand minimaler Akkommodation.

Solange das Auge in der Lage ist, der scheinbaren Bewegung des Blickziels 30 zu folgen, sind die von dem Linsenarray 34 entworfenen Lichtflecken klein. Vom

Zustand minimaler Akkommodation an werden die Lichtflecken größer, wenn die Brechkraft der Abbildungsoptik 16 weiter abnimmt. Es ist daher möglich, bei variierender Brechkraft der Abbildungsoptik 16 mehrere Wellenfrontmessungen durchzuführen und sofort oder im nachhinein diejenige Wellenfrontmessung zu identifizieren, die dem Zustand minimaler Akkommodation entspricht.

Die Intensität des von der Netzhaut des Auges reflektierten Lichts ist sehr gering. Sie beträgt nur wenige Prozent der eingestrahlten Lichtintensität. Es sollte daher sichergestellt sein, daß die Reflexe, die das Beleuchtungslichtbündel innerhalb der Optik und auf der Hornhaut-Vorderfläche erzeugt, nicht detektiert werden.

Die Reflexe der optischen Komponenten werden sehr effektiv folgendermaßen eliminiert. Die langsame Achse des vor dem Auge befindlichen  $\lambda/4$ -Plättchens steht unter einem Winkel von  $45^\circ$  zu Polarisationsrichtung des Beleuchtungslichtbündels. Licht, das im Auge unter Erhaltung der Polarisierung reflektiert wird — das ist der größte Teil —, hat nach Passieren des  $\lambda/4$ -Plättchens 14 eine um  $90^\circ$  gedrehte Polarisationsrichtung. Das reflektierte Licht wird von dem polarisierenden Strahlteiler 18 zur Seite in Richtung hin auf das Linsenarray 34 reflektiert. Oberflächenreflexe der Abbildungsoptik 16 und des Strahlteilers 18, die im selben Intensitätsbereich liegen wie das aus dem Auge 10 reflektierte Licht, erfahren mangels Durchtritt durch das  $\lambda/4$ -Plättchen 14 keine Drehung ihrer Polarisationsrichtung.

Die Reflexe passieren dementsprechend den polarisierenden Strahlteiler 18 ohne Richtungsänderung, so daß sie nicht detektiert werden.

Der Hornhautreflex stört die Detektion der Wellenfront ebenfalls nicht, da der virtuelle Fokus der Hornhautoberfläche ungefähr mit dem vorderen Brennpunkt der Abbildungsoptik 16 zusammenfällt. Das von der Hornhaut reflektierte Licht wird daher von der Abbildungsoptik 16 ungefähr auf das Linsenarray 34 fokussiert und diffus über die Aufnahmefläche der CCD-Kamera 38 verteilt. Das von der Netzhaut reflektierte Licht wird hingegen von den Linsenelementen des Linsenarray 34 auf die CCD-Kamera 38 fokussiert. Bei der Bestimmung von Position und Größe der Lichtflecken bildet der diffuse Hornhautreflex einen kaum störenden Hintergrund.

Die Dauer der Messung wird nur durch die Dauer der Belichtung bestimmt. Die Belichtungszeit läßt sich so weit verkürzen, bis die Energiedichte auf der Netzhaut einen kritischen Wert erreicht. Meßzeiten weit unter 1 ms sind ohne weiteres möglich.

#### Liste der Bezugzeichen

- 10 Auge
- 12 Lichtquelle
- 14  $\lambda/4$ -Plättchen
- 16 Abbildungsoptik
- 18 polarisierender Strahlteiler
- 20 Strahlteiler
- 22 Strahlteiler
- 24 Linse
- 26 CCD-Kamera
- 28 Infrarotlicht
- 30 Blickziel
- 32 Linse
- 34 Linsenarray
- 36 Linse
- 38 CCD-Kamera

40 Wellenfront

## Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Messung der Augenrefraktion 5 mit einer Lichtquelle, mit einer davon ausgehendes Licht auf die Netzhaut des Auges fokussierenden, in ihrer Brechkraft einstellbar veränderlichen Abbildungsoptik und mit einem Hartmann-Shack-Sensor, der die Wellenfront von der Netzhaut reflektierten Lichts mißt, dadurch gekennzeichnet, daß die in ihrer Brechkraft einstellbar veränderliche Abbildungsoptik (16) die Pupille des Auges (10) auf das Linsenarray (34) des Hartmann-Shack-Sensors abbildet, und daß ihre jeweils eingestellte 15 Brechkraft für die Messung der Augenrefraktion erfaßbar ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Abbildungsoptik (16) eine längs ihrer optischen Achse verstellbare Linse enthält, deren Position erfaßbar ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle linear polarisiertes Licht aussendet, daß unmittelbar vor dem Auge ein  $\lambda/4$ -Plättchen (14) angeordnet ist, dessen 25 langsame Achse mit der Polarisationsrichtung des einfallenden Lichts einen Winkel von  $45^\circ$  einschließt, und daß dem Linsenarray (34) ein Linearpolarisator mit Polarisationsrichtung senkrecht zu der des einfallenden Lichts vorgeordnet ist.
4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Linearpolarisator ein polarisierender Strahlteiler (18) ist.
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß sie derart vor dem 35 Auge (10) positionierbar ist, daß der virtuelle Fokus der Hornhautoberfläche im wesentlichen mit dem vorderen Brennpunkt der Abbildungsoptik (16) zusammenfällt.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß sie eine Bildaufnahmeeinheit, insbesondere eine CCD-Kamera (26), aufweist, auf die die Pupille des Auges (10) abbildbar ist.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, 45 dadurch gekennzeichnet, daß die Bildaufnahmeeinheit mit einem Monitor verbunden ist.
8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildaufnahmeeinheit mit einer Einrichtung zur automatischen Erfassung der Augenposition und diese gegebenenfalls mit einer Anzeigeeinrichtung zur Zentrierung der Pupille auf der optischen Achse verbunden ist.
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß sie ein Blickziel (30) 55 für das Auge (10) aufweist, das durch die in ihrer Brechkraft einstellbar veränderliche Abbildungsoptik (16) beobachtbar ist.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß im Bereich der Fokalebene des Linsenarray (34) ein Detektor angeordnet ist, der Position und Größe der durch Fokussierung mit dem Linsenarray (34) erhaltenen Lichtflecken zu erfassen geeignet ist.
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, 65 dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle eine Infrarotlichtquelle ist.
12. Verfahren zur Messung der Augenrefraktion

mit einer Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß man das Auge (10) auf die optische Achse zentriert, eine hohe Brechkraft der Abbildungsoptik (16) einstellt, die Brechkraft verringert, bis die Größe der Lichtflecken an dem Detektor (38) minimal ist, die dann vorliegende Brechkraft der Abbildungsoptik (16) erfaßt, die Wellenfront (40) des von der Netzhaut reflektierten Lichts mißt und aus Brechkraft und gemessener Wellenfront (40) die Augenrefraktion ermittelt.

13. Verfahren zur Messung der Augenrefraktion mit einer Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß man das Auge (10) auf die optische Achse der Vorrichtung zentriert, eine Meßreihe mit verschiedenen Brechkrafteinstellungen der Abbildungsoptik (16) durchführt, im Zuge derer die jeweils vorliegende Brechkraft erfaßt und die Wellenfront (40) des von der Netzhaut reflektierten Lichts gemessen wird, diejenige Messung der Meßreihe herausgreift, bei der die Größe der Lichtflecken an dem Detektor (38) minimal ist, und aus der zugehörigen Brechkraft und gemessenen Wellenfront (40) die Augenrefraktion ermittelt.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

— Leerseite —

THIS PAGE BLANK (USPTO)

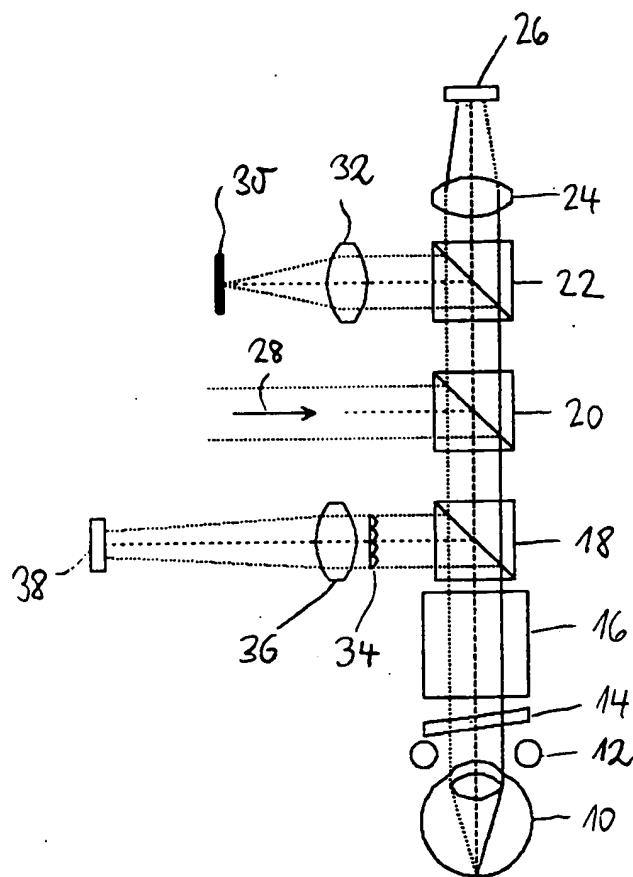


Fig. 1

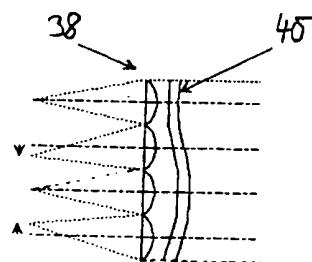


Fig. 2

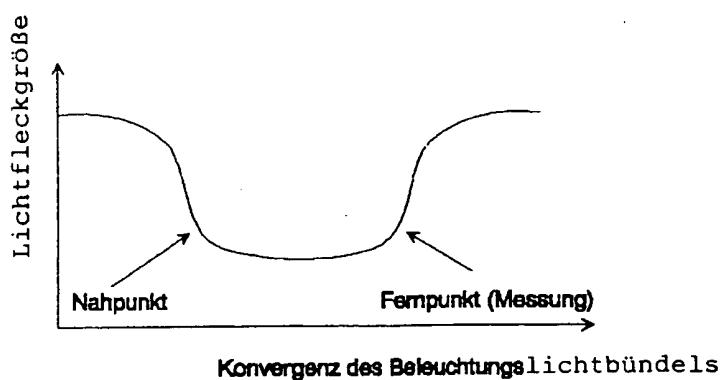


Fig. 3

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**